

# Method for determining a behavior law for an artery by determination of blood pressure and artery wall thickness in a non-invasive manner so that artery behavior can be modeled

**Publication number:** FR2830430 (A1)

**Publication date:** 2003-04-11

**Inventor(s):** NGUYEN CONG HOAN +

**Applicant(s):** NGUYEN CONG HOAN [FR] +

**Classification:**

- **international:** **A61B5/0225; A61B5/0285; A61B8/08; A61B5/0225; A61B5/026; A61B8/08;** (IPC1-7): A61B5/021; A61B8/08; G06F159/00; G06F17/10

- **European:** A61B5/0225; A61B5/0285; A61B8/08J

**Application number:** FR20010012898 20011008

**Priority number(s):** FR20010012898 20011008

**Also published as:**

FR2830430 (B1)

**Cited documents:**

FR2644054 (A1)

FR2644055 (A1)

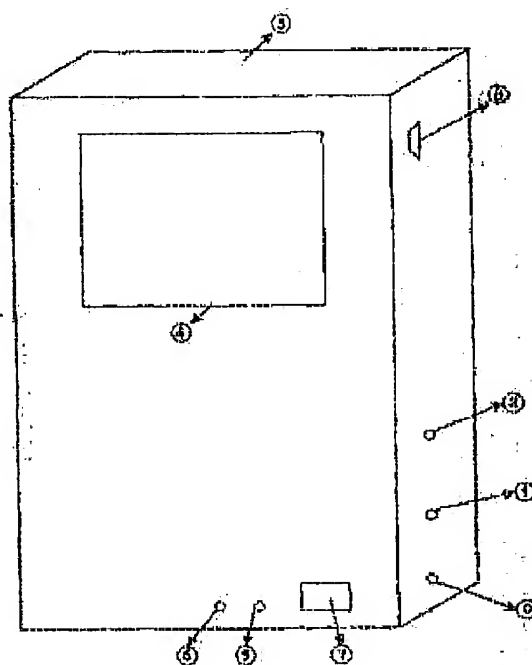
EP0832604 (A1)

XP000607509 (A)

XP000294202 (A)

## Abstract of FR 2830430 (A1)

Method has the following steps: (a) measurement of internal and external diameters of the arterial wall as well as the blood pressure using a non-invasive method (b) choice of a law or combination of laws for modeling the behavior of the wall (c) establishment of equation systems taking into account measured pressure and diameter values (d) mathematical determination of characteristic constants for the wall behavior (e) repetition of step C until a better match for constraints and deformations is obtained from which arterial rigidity is deduced. The invention also relates to a corresponding device with an oscillometric bracelet (1) for measuring blood pressure and an ultrasonic sensor (2) for measuring blood vessel thickness.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**2 830 430**

②1 N° d'enregistrement national : **01 12898**

⑤1 Int Cl<sup>7</sup> : A 61 B 5/021, A 61 B 8/08, G 06 F 17/10 // G 06 F  
159:00

①2

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

**A1**

②2 Date de dépôt : 08.10.01.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 11.04.03 Bulletin 03/15.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : NGUYEN CONG HOAN — FR.

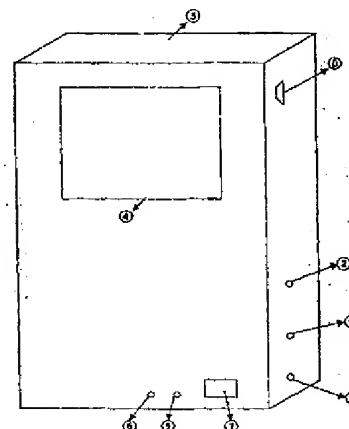
⑦2 Inventeur(s) : NGUYEN CONG HOAN.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) :

⑤4 PROCÉDE ET DISPOSITIF POUR DETERMINER LA LOI DE COMPORTEMENT D'UNE ARTERE A PARTIR  
DES MESURES NON INVASIVES DE DIAMETRE ET EPAISSEUR EN FONCTION DE LA PRESSION  
SANGUINE.

⑤7 Procédé et dispositif pour déterminer une loi de com-  
portement d'une artère comporte un capteur oscillométrique  
en forme de bracelet (1) pour la mesure de tension sangui-  
ne et un capteur ultrasonique (2) pour la mesure de diamè-  
tre interne et externe de l'artère, et un boîtier (3) comportant  
des cartes électroniques pour le traitement des signaux  
pour l'acquisition des mesures non invasives précitées et  
détermination automatique de l'élasticité artérielle, et un  
écran de visualisation (4) de la dite élasticité artérielle, une  
lampe témoin (5), un bouton poussoir (6), un code d'accès  
sécurisé (7) et des prises de communication, de préférence  
de type RS-232 (8). Ledit bracelet peut être positionné au  
poignet ou à tout autre endroit du bras ou ailleurs. L'écran  
de visualisation permet d'afficher la date et heure de chaque  
prise de mesure. Ces données sont mémorisées dans un  
registre particulier pouvant être rappelées par simple touche  
sur le bouton (6). Un code d'accès personnalisé (7) permet  
d'identifier les données de mesure au cas où l'appareil est  
utilisé par plusieurs personnes.



FR 2 830 430 - A1



L'invention est relative à un procédé pour déterminer la loi de comportement d'une artère et à un dispositif pour la mise en œuvre du procédé.

Nous savons que la rigidité artérielle pourrait jouer un rôle important dans l'évaluation du vieillissement et pour l'investigation des risques cardiovasculaires.

- 5 Une mesure directe de la rigidité artérielle par des méthodes non invasives permettra de réaliser des études épidémiologiques et des essais thérapeutiques ayant comme critère principal la rigidité artérielle.

Il est alors nécessaire de connaître la relation contrainte-déformation en un point de l'artère. Cette relation dépend du comportement dite hyperélastique de l'artère et  
10 pour l'établir, on choisit automatiquement parmi les relations connues dans la littérature pouvant être de forme polynomiale, logarithmique, exponentielle ou une quelconque combinaison de ces formes, celle qui correspond à la déformation réelle de l'artère.

On a proposé un dispositif intitulé « *procédé et dispositif pour établir la relation*  
15 *pression-diamètre d'une artère par des mesures non invasives* », brevet du 13/03/89 n° F2644054. Ces moyens de mesure connus évaluent les courbes de compliance et de vitesse de propagation en fonction de la pression. Ce dispositif connu ne donne pas entièrement satisfaction car la relation de comportement choisi est issue des essais sur organes isolés et par conséquent ne correspond pas à la  
20 déformation réelle de l'artère.

On a proposé un autre dispositif intitulé : « *distensibilité artérielle, mesure de la*  
*vitesse de l'onde de pouls (v.o.p.)* », kit complet de mesure de v.o.p. COMPLIOR 2,  
COLSON / EC-MED Journée Hypertension Artérielle, Paris 10/12/99, qui consiste à mesurer la vitesse moyenne de l'onde de pression le long d'un segment d'artère.  
25 Ce dispositif ne donne pas entièrement satisfaction car d'une part, ledit segment d'artère peut comporter des plaques d'athérome et d'autre part, ladite valeur v.o.p. n'est qu'une valeur moyenne le long d'un parcours de l'artère. En plus il ne nous donne pas directement des renseignements sur le comportement réel de l'artère.

La présente invention a pour objet de proposer un dispositif perfectionné du type  
30 précité permettant de déterminer la loi de comportement réelle d'une artère à partir des résultats de mesures non invasives.

Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, la loi de comportement réelle d'une artère peut être obtenue à l'aide d'une méthode mathématique d'ajustement connue de la technique qui permet de déterminer les constantes

caractéristiques qui donneraient des déplacements calculés identiques à des déplacements mesurés de la déformation de l'artère. On calcule ensuite les contraintes et les déformations et déduire en particulier, la rigidité de la paroi artérielle ( $E_0$ ) dans la direction tangentielle d'une section transversale.

- 5 Selon l'invention, le choix d'une relation de comportement dite hyperélastique s'effectue automatiquement dans une liste de relations proposées connues de la technique ou l'une des combinaisons possibles des formes polynomiale, logarithmique et exponentielle.

On commence par mémoriser les couples de mesures de diamètre et pression  
10  $(d_1, p_1), (d_2, p_2), \dots$  et choisir successivement une loi de comportement  $W(I_1, \mu_1, \alpha_1, c, a_1, a_2, a_3 \dots)$  sélectionnée dans le bloc (5) du calculateur (35), figure 4.

Ayant choisi une relation  $W(I_1, \mu_1, \alpha_1, c, a_1, a_2, a_3 \dots)$ , on calcule ensuite les contraintes et déformations dites contraintes de Piola-Kirchhoff et déformations de Green-Lagrange dans 3 dimensions ( $i = 1, 2, 3$ ) :

15 
$$\sigma_i = (1 / \lambda_i) (\partial W / \partial \lambda_i) \rightarrow \text{contraintes de Piola-Kirchhoff}$$
  

$$\varepsilon_i = (2\lambda_i^2 - 1) \rightarrow \text{déformation de Green-Lagrange}$$

Les invariants de déformations  $I_1, I_2, I_3$  sont définies en fonction des élongations  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  (figure 5) :

20 
$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$
  

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2$$
  

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2$$

La loi de comportement pourrait être de la forme polynomiale et exponentielle donnée dans l'article intitulé « *A new finite axisymmetrical membrane element for anisotropic finite strain analysis of arteries* », *Communications in Numerical*  
 25 *Methods In Engineering*, Vol. 12, 507-517 (1996), H.G. Weizäcker et al. :

$$W = (\mu_1 / \alpha_1) (\lambda_1^{\alpha_1} + \lambda_2^{\alpha_1} + \lambda_3^{\alpha_1} - 3) + c [\exp(a_1 \lambda_1^2 + a_2 \lambda_2^2 + 2a_3 \lambda_1 \lambda_2) - 1]$$

où  $\mu_1, \alpha_1, c, a_1, a_2, a_3$  sont des constantes caractéristiques de l'artère. Dans les nombreuses relations proposées dans la littérature : bloc (5) de la figure 4, le nombre de constantes caractéristiques  $\mu_1, \alpha_1, c, a_1, a_2, a_3, \dots$  sont variables.

- 30 Ayant calculé les contraintes et déformations par les relations :

$$\sigma_i = \sigma_i(\mu_1, \alpha_1, c, a_1, a_2, a_3, d_1, p_1, d_2, p_2, \dots) \rightarrow \text{contraintes de Piola-Kirchhoff}$$
  

$$\varepsilon_i = \varepsilon_i(\mu_1, \alpha_1, c, a_1, a_2, a_3, d_1, p_1, d_2, p_2, \dots) \rightarrow \text{déformation de Green-Lagrange}$$

en utilisant l'hypothèse de volume presque incompressible et paroi mince généralement admise dans la littérature :

$$\lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3 = 1$$

$$\sigma_1 = p \cdot d / 2 \cdot h \quad \sigma_2 = p \cdot d / 4 \cdot h$$

- 5 On calcule ensuite les déplacements de la paroi artérielle, puis détermine, par une méthode mathématique d'ajustement, par exemple la méthode des moindres carrés sur les couples de valeurs mesurés et mémorisés  $(d_1, p_1)$ ,  $(d_2, p_2)$ , ..., les constantes  $\mu_1$ ,  $\alpha_1$ ,  $c$ ,  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$ , .... caractéristiques du comportement de l'artère. D'autres méthodes possibles sont décrits en détails dans l'ouvrage « *Numerical*
- 10 *Receipes* » publié par « *The Press Syndicate of the University of Cambridge* », 1986. Il s'agit généralement d'un procédé mathématique de minimisation des écarts.

- Cet ajustement, symbolisé par le bloc (7) de la figure 4, permet de tester les déplacements calculés et les déplacements mesurés : si les écarts sont inférieurs à
- 15 une limite, par exemple égale à 1%, l'on peut considérer que ce test est réussi, c'est-à-dire la loi de comportement choisi correspond bien au déformation réelle de l'artère. Si non, l'on choisit une autre loi de comportement, bloc (5) de la figure 4. Ainsi de suite jusqu'à l'obtention d'une loi de comportement permettant de calculer des déformations qui correspondent aux déformations de l'artère avec des écarts
- 20 inférieurs à 1%.

- Ayant trouvé la loi de comportement réelle de l'artère, on détermine les contraintes et déformations de la paroi artérielle, et plus particulièrement la rigidité artérielle ( $E_0$ ) dans la direction tangentielle d'une section transversale. Ce paramètre, déterminé automatiquement, est considéré comme important dans la
- 25 détection des sujets à haut risque cardiovasculaire, dans l'étude épidémiologique et pour des essais thérapeutiques.

- On mentionnera également que le calcul des contraintes et déformation de l'artère pourra s'effectuer en symétrie cylindrique en admettant que la déformation soit uniforme dans l'épaisseur.
- 30 On notera aussi que le calcul des contraintes et déformations de l'artère peut être réalisé en tenant compte des trois couches dans l'épaisseur avec chacune une loi de comportement différent.

- La figure 1 est un schéma synoptique du dispositif et procédé pour déterminer une loi de comportement d'une artère selon l'invention comporte un boîtier (23)
- 35 comportant des cartes électroniques : (21) (acquisition des mesures de pression

sanguine), (22) (traitement des signaux pour mesurer les diamètres interne / externe et calcul de l'élasticité artérielle), (22) (mémorisation des résultats de mesure), des bus de transfert de données : (26) (échange de données 21 → 22), (27) (26 vers 23), (28) ( 23 vers liaison externe), (29) et (30) (vers capteurs (1) et 5 (2)), un processeur (35) et un écran de visualisation (36).

La figure 2 est un schéma synoptique du procédé et dispositif pour déterminer une loi de comportement de l'artère selon l'invention comporte un capteur oscillométrique en forme de bracelet (1) pour la mesure de tension sanguine et un capteur ultrasonique (2) pour la mesure de diamètre interne et externe de l'artère, 10 et un boîtier (3) comportant des cartes électroniques pour le traitement des signaux pour l'acquisition des mesures non invasives précitées et détermination automatique de l'élasticité artérielle, et un écran de visualisation (4) de la dite élasticité artérielle, une lampe témoin (5), un bouton poussoir (6), un code d'accès sécurisé (7) et des prises de communication, de préférence de type RS-232 (8). 15 Ledit bracelet peut être positionné au poignet ou à tout autre endroit du bras ou ailleurs. L'écran de visualisation permet d'afficher la date et heure de chaque prise de mesure. Ces données sont mémorisées dans un registre particulier pouvant être rappelées par simple touche sur le bouton (6). Un code d'accès personnalisé (7) permet d'identifier les données de mesure au cas où l'appareil est utilisé par 20 plusieurs personnes. Il comporte des cartes électroniques : (11) (acquisition des mesures de pression sanguine), (12) (traitement des signaux pour mesurer les diamètres interne / externe et calcul de la rigidité artérielle), (13) (mémorisation et visualisation des résultats de mesure et calcul), des bus de transfert de données : (16) (échange de données 11 → 12), (17) (16 vers 13), (18) ( 13 vers liaison 25 externe), (19) et (20) (vers capteurs (1) et (2)). Contrôleurs d'accès (14) et (15).

La figure 3 est un schéma synoptique du procédé et dispositif pour déterminer une loi de comportement d'une artère selon l'invention comporte des cartes électroniques : (11) (acquisition des mesures de pression sanguine), (12) (traitement des signaux pour mesurer les diamètres interne / externe et calcul de la 30 rigidité artérielle), (13) (mémorisation et visualisation des résultats de mesure et calcul), des bus de transfert de données : (16) (échange de données 11 → 12), (17) (16 vers 13), (18) ( 13 vers liaison externe), (19) et (20) (vers capteurs (1) et (2)). Contrôleurs d'accès (14) et (15).

1 En outre, l'hypothèse de paroi mince peut être remplacée par une paroi épaisse avec en plus l'hypothèse de déformation uniforme dans l'épaisseur.

Pour déterminer la rigidité artérielle, on utilise généralement une technique de calcul numérique, par exemple la méthode des éléments finis, ou tout autre  
5 . simulation numérique, pour calculer les contraintes et déformations d'une artère.

La liste des lois de comportement possibles peut comporter des paramètres tels que : température, vitesse de déformation, ...

On visualise sur l'écran (4) les histogrammes.

## REVENDECATIONS

1) Procédé pour déterminer la loi de comportement d'une artère en un point de mesure, caractérisé par le fait qu'il comporte les étapes successives suivantes :

a) On mesure le diamètre interne et externe de la paroi artérielle ainsi que la pression sanguine de façon non invasive.

5 b) On choisit successivement une loi de comportement dite hyperélastique de forme polynomiale, logarithmique, exponentielle ou une combinaison de ces formes, puis on établit la relation contrainte déformation correspondante.

c) On établit ensuite un système d'équations compte tenu des couples de valeurs mesurées de pression et de diamètre de façon non invasive.

10 d) On détermine les constantes caractéristiques de la loi de comportement à l'aide d'une méthode mathématique d'ajustement connue de la technique.

e) On répète l'opération c) jusqu'à l'obtention du meilleur ajustement pour le calcul des contraintes et déformations, et on déduit la rigidité artérielle dans la direction tangentielle d'une section transversale.

15 2) Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait que pour établir le système d'équations de l'étape c), on utilise l'hypothèse de volume presque inchangé et paroi mince ( $\sigma_r = 0$ ).

3) Procédé selon la revendication 1), caractérisé par le fait que pour le calcul des contraintes et déformations de l'étape e), on utilise les descriptions de Piola-

20 Kirchhoff et Green-Lagrange et on déduit la rigidité artérielle ( $E_\theta$ ) dans la direction tangentielle d'une section transversale.

4) Procédé selon la revendication 1), caractérisé par le fait que la vitesse de propagation de l'onde de pouls (vop) est déterminée automatiquement à l'aide de l'expression :

25 
$$vop = \sqrt{E_\theta h / d \rho}$$

5) Procédé selon la revendication 1), caractérisé par le fait que la méthode mathématique d'ajustement est réalisée par une technique de minimisation des écarts.

6) Procédé selon la revendication 1), caractérisé par le fait que le meilleur  
30 ajustement correspond à ce que les déplacements calculés sont identiques aux déplacements mesurés, c'est-à-dire les écarts sont inférieurs à une valeur limite très faible comme par exemple inférieurs à 1%.



7) Procédé selon la revendication 1), caractérisé par le fait que pour l'étape c) on utilise l'hypothèse de paroi épaisse avec en plus l'hypothèse de déformation uniforme dans l'épaisseur.

8) Procédé selon la revendication 2) ou 7), caractérisé par le fait que pour  
5 calculer les contraintes et déformations de l'artère, on considère la paroi comme composée de trois couches ayant des comportements différents.

9) Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que pour déterminer la rigidité artérielle, on utilise une technique de calcul numérique, par exemple la méthode des éléments finis, ou de simulation  
10 numérique, pour calculer les contraintes et déformations d'une artère.

10) Procédé selon la revendication 9), caractérisé par le fait que le calcul des contraintes et déformations est réalisé en supposant que l'artère soit symétrique par rapport à son axe.

11) Procédé selon l'une des revendications 3), 4), 9), caractérisé par le fait que  
15 l'on visualise automatiquement sur l'écran (4) la rigidité artérielle  $E_0$ .

12) Procédé selon l'une des revendications 1), 3), 4), 9), caractérisé par le fait que l'on visualise sur l'écran (4) tout ou une partie des résultats.

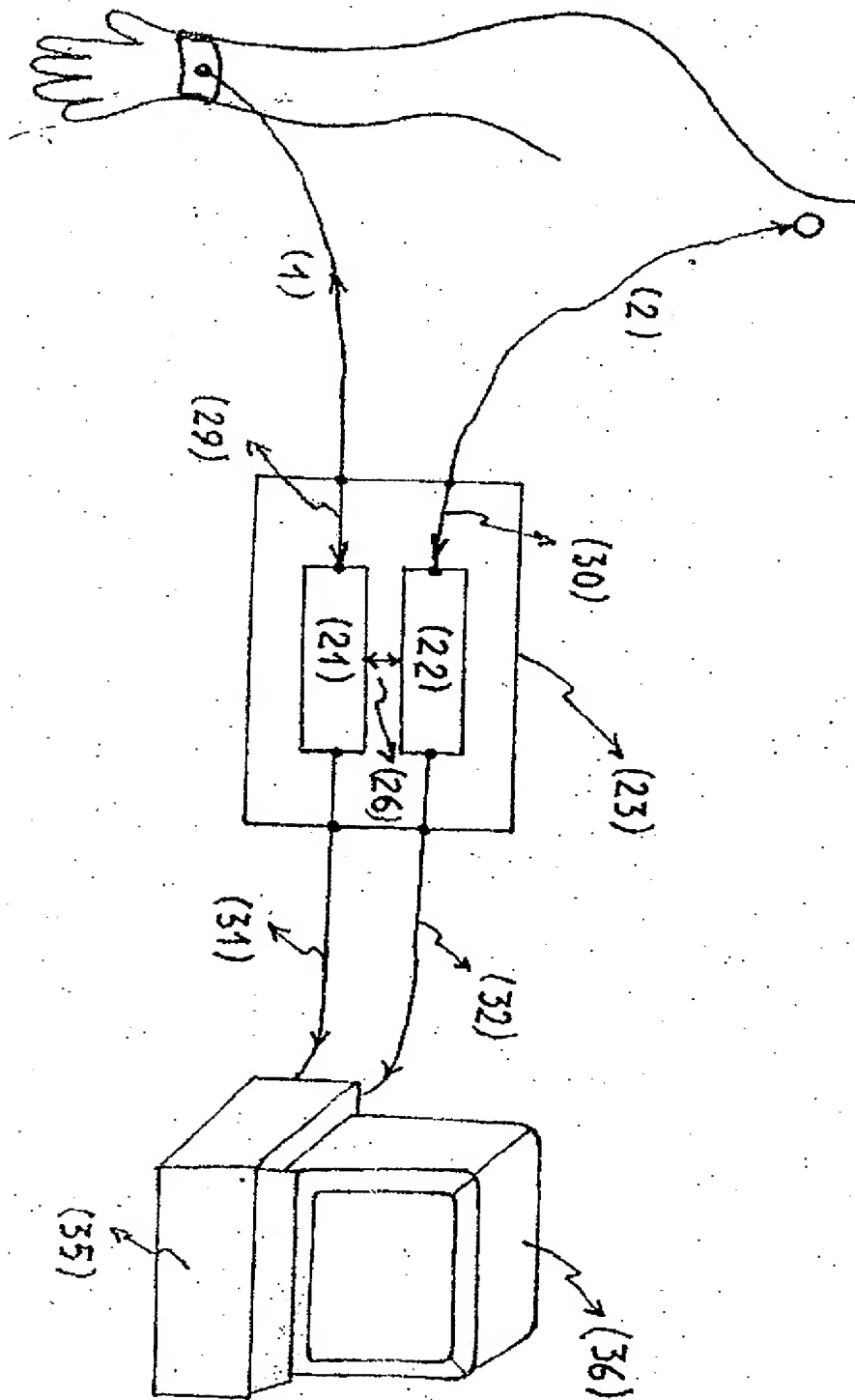
13) Procédé selon les revendications 11), 12), caractérisé par le fait que l'on visualise sur l'écran (4) les histogrammes.

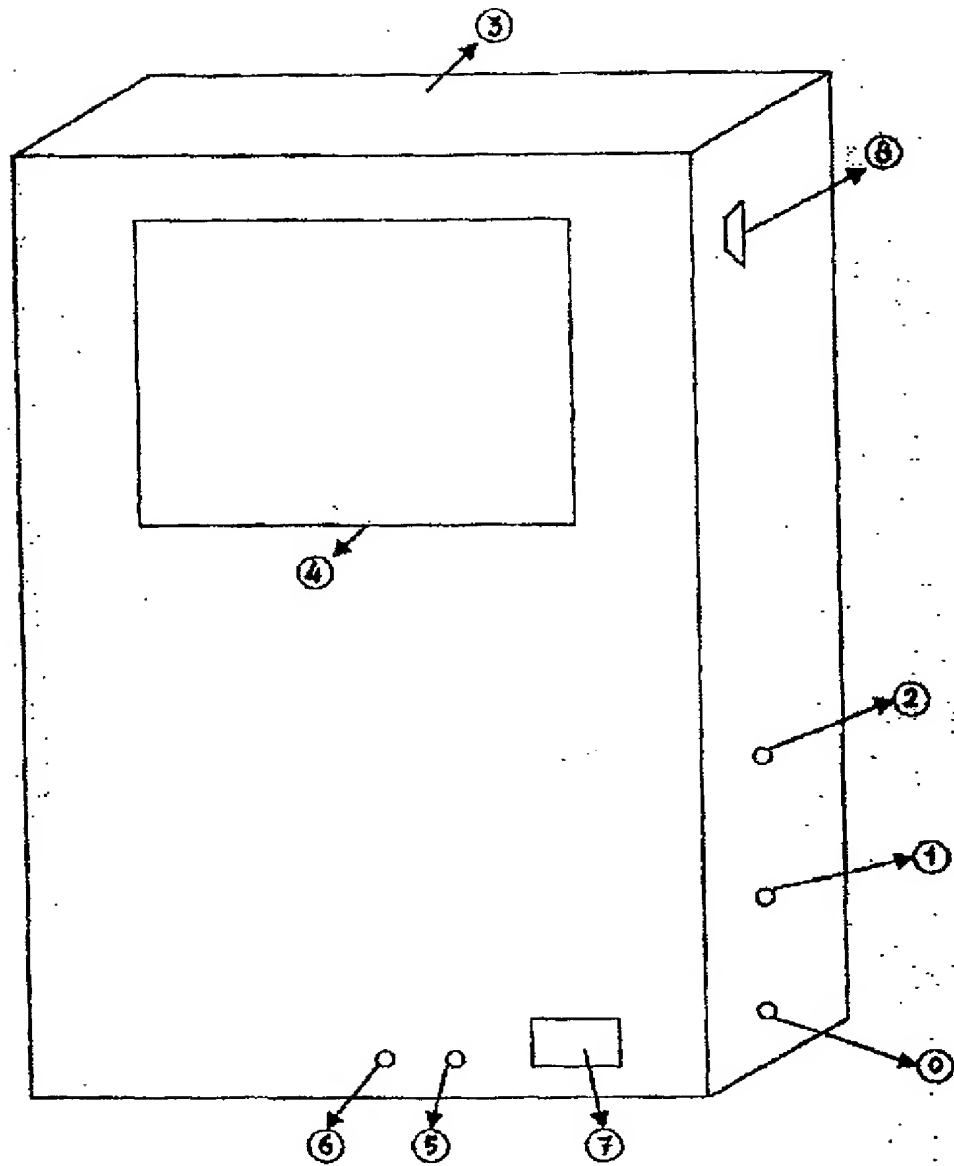
20 14) Dispositif (figure 1) pour déterminer une loi de comportement d'une artère mettant en œuvre le procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'il comporte un boîtier (23) comportant des cartes électroniques : (21) (acquisition des mesures de pression sanguine), (22) (traitement des signaux pour mesurer les diamètres / externe et calcul de la rigidité  
25 artérielle), (22) (mémorisation des résultats de mesure), des bus de transfert de données : (26) (échange de données 21 → 22), (27) (26 vers 23), (28) (23 vers liaison externe), (29) et (30) (vers capteurs (1) et (2)), un processeur (35) et un écran de visualisation (36).

**15) Dispositif (figure 2) pour déterminer une loi de comportement d'une artère** mettant en œuvre le procédé selon l'une des revendications précédentes caractérisé par le fait qu'il comporte un capteur oscillométrique en forme de bracelet **(1)** pour la mesure de tension sanguine et un capteur ultrasonique **(2)** pour la mesure de diamètre interne et externe de l'artère, et un boîtier **(3)** comportant des cartes électroniques pour le traitement des signaux pour l'acquisition des mesures non invasives précitées automatique de l'élasticité artérielle, et un écran de visualisation **(4)** de la dite élasticité artérielle, une lampe témoin **(5)**, un bouton poussoir **(6)**, un code d'accès sécurisé **(7)** et des prises de communication, de préférence de type RS-232 **(8)**. L'écran de visualisation permet d'afficher la date et heure de chaque prise de mesure. Ces données sont mémorisées dans un registre particulier pouvant être rappelées par simple touche sur le bouton **(6)**. Un code d'accès personnalisé **(7)** permet d'identifier les données de mesure au cas où l'appareil est utilisé par plusieurs personnes.

**16) Dispositif (figure 3) selon la revendication 15) caractérisé par le fait qu'il** comporte des cartes électroniques : **(11)** (acquisition des mesures de pression sanguine), **(12)** (traitement des signaux pour mesurer les diamètres interne / externe et calcul de la rigidité artérielle), **(13)** (mémorisation et visualisation des résultats de mesure et calcul), des bus de transfert de données : **(16)** (échange de données **11** → **12**), **(17)** (**16** vers **13**), **(18)** (**13** vers liaison externe), **(19)** et **(20)** (vers capteurs **(1)** et **(2)**). Contrôleur d'accès **(14)** et **(15)**.

Figure 1





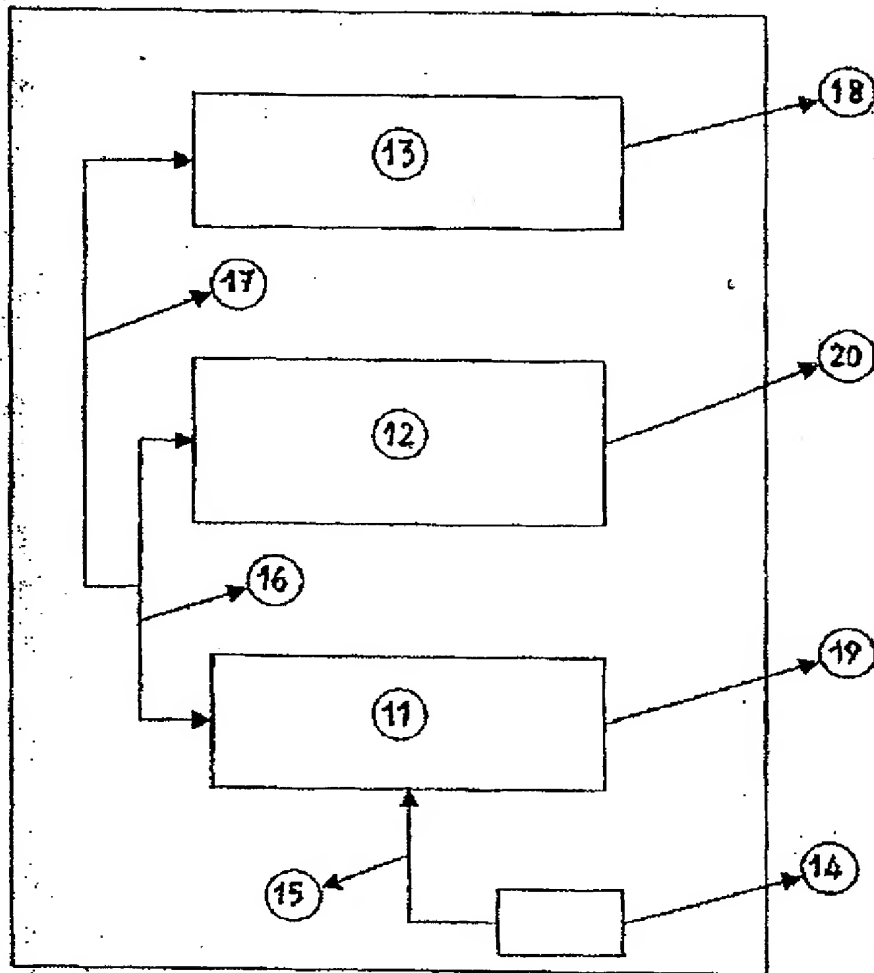
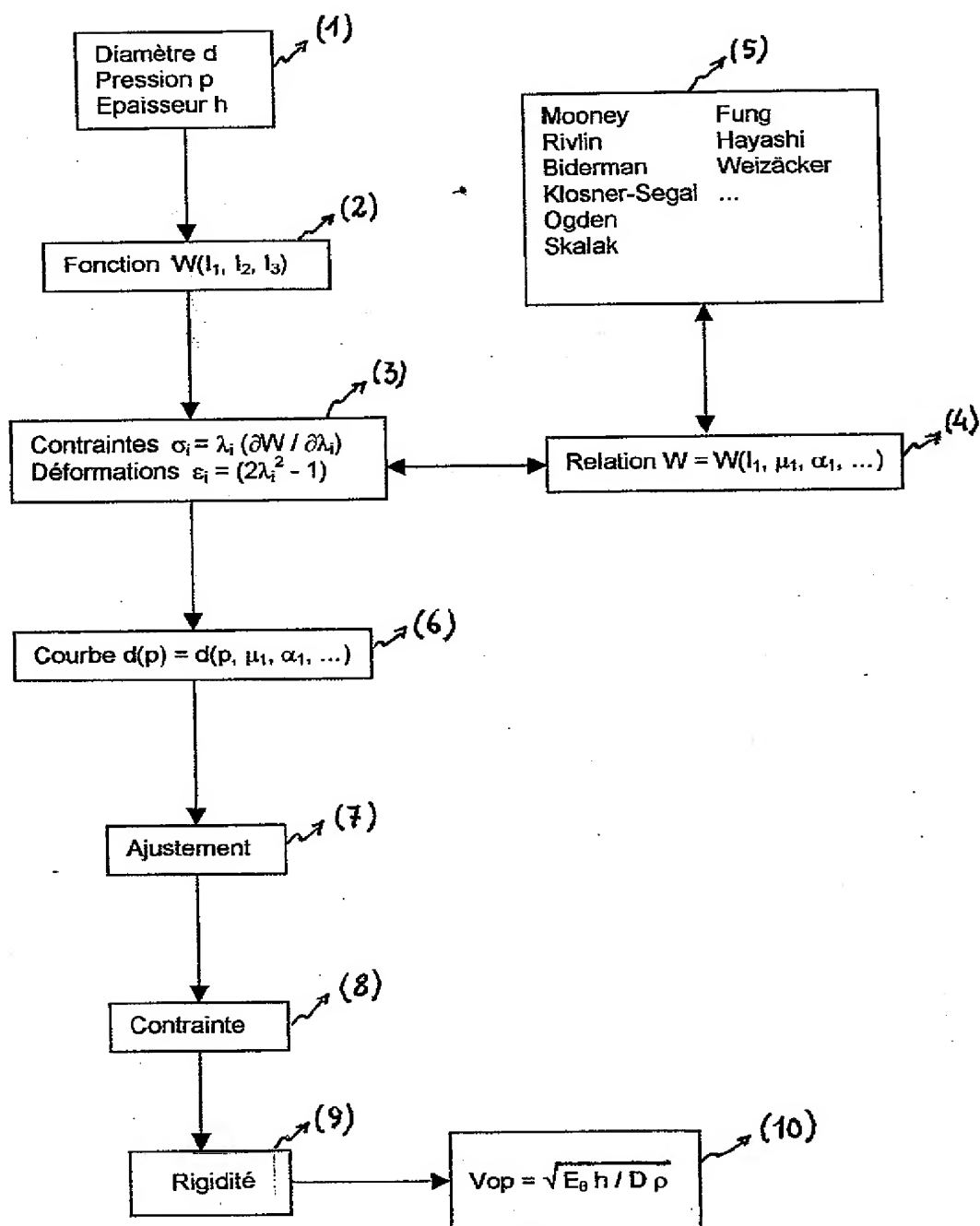


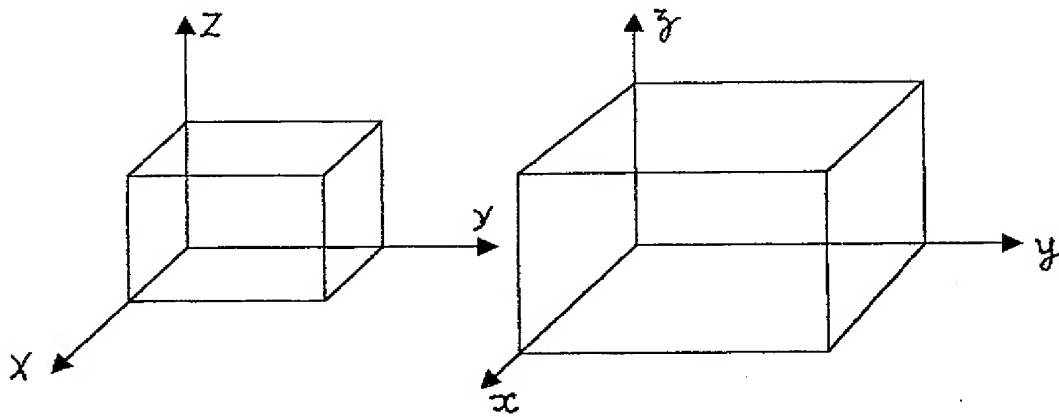
Figure 4 : Procédé de détermination d'une loi de comportement de l'artère



**Figure 5**

$$x = \lambda_1 X \quad y = \lambda_2 Y \quad z = \lambda_3 Z$$

$$\text{Volume} = \lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3 = x \cdot y \cdot z / X \cdot Y \cdot Z = 1$$





2830430

# RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 613388  
FR 0112898

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	TARDY Y ET AL: "NON-INVASIVE ESTIMATE OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF PERIPHERAL ARTERIES FROM ULTRASONIC AND PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC MEASUREMENTS" CLINICAL PHYSICS AND PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT, YORK, GB, vol. 12, no. 1, 1 février 1991 (1991-02-01), pages 39-54, XP000607509	1,5,12	A61B5/021 A61B8/08 G06F17/10
A	* page 39, ligne 1 - page 52, ligne 40; tableaux 1-9 *	9,13-16	
D,X	FR 2 644 054 A (ASULAB SA) 14 septembre 1990 (1990-09-14)	1,5,12	
A	* abrégé * * page 2, ligne 24 - page 3, ligne 23 * * page 4, ligne 23 - page 8, ligne 36; tableaux 1-11 *	9,13-16	
A	FR 2 644 055 A (ASULAB SA) 14 septembre 1990 (1990-09-14) * abrégé * * page 2, ligne 25 - page 3, ligne 26 * * page 4, ligne 21 - page 7, ligne 25; tableaux 1-10 *	1,5,12, 13	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7) A61B
A	EP 0 832 604 A (PHILIPS ELECTRONICS NV) 1 avril 1998 (1998-04-01) * abrégé; tableau 1 *	1,5	
-/--			
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
2 mai 2002		Weihs, J	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

1

EPO FORM 1503 12/99 (P/4C14)





2830430

# **RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 613388  
FR 0112898

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	<p>YOUNG A A ET AL: "ESTIMATION OF EPICARDIAL STRAIN USING THE MOTIONS OF CORONARY BIFURCATIONS IN BIPLANE CINEANGIOGRAPHY" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 39, no. 5, 1 mai 1992 (1992-05-01), pages 526-531, XP000294202 ISSN: 0018-9294 * page 530, colonne de gauche, ligne 13 - ligne 35 * * page 530, colonne de droite, ligne 36 - page 531, colonne de gauche, ligne 11 *</p>	3	<p>DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)</p>
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
2 mai 2002		Weihs, J	
<p><b>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</b></p> <p>X: particulièrement pertinent à lui seul Y: particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A: arrière-plan technologique O: divulgation non-écrite P: document intercalaire</p> <p>T: théorie ou principe à la base de l'invention E: document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D: cité dans la demande L: cité pour d'autres raisons &amp;: membre de la même famille, document correspondant</p>			

1

EPO FORM 1503 12/99 (P4/C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0112898 FA 613388**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.  
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 02-05-2002  
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
FR 2644054 A	14-09-1990	FR 2644054 A1	14-09-1990
		DE 69009086 D1	30-06-1994
		DE 69009086 T2	22-12-1994
		DK 386620 T3	03-10-1994
		EP 0386620 A1	12-09-1990
		ES 2056270 T3	01-10-1994
FR 2644055 A	14-09-1990	FR 2644055 A1	14-09-1990
		DE 69002968 D1	07-10-1993
		EP 0386619 A1	12-09-1990
EP 0832604 A	01-04-1998	EP 0832604 A1	01-04-1998
		EP 0876127 A1	11-11-1998
		WO 9814119 A1	09-04-1998
		JP 2000501327 T	08-02-2000
		US 6113543 A	05-09-2000

EPO FORM P0165

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

